

(12) МЕЖДУНАРОДНАЯ ЗАЯВКА, ОПУБЛИКОВАННАЯ В СООТВЕТСТВИИ С  
ДОГОВОРом О ПАТЕНТНОЙ КООПЕРАЦИИ (РСТ)

(19) ВСЕМИРНАЯ ОРГАНИЗАЦИЯ  
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ  
Международное бюро



(43) Дата международной публикации:  
29 сентября 2005 (29.09.2005)

РСТ

(10) Номер международной публикации:  
WO 2005/089635 A1

(51) Международная патентная классификация <sup>7</sup>:  
A61B 3/10, 3/028

[KOVALCHUK, Nadezda Stanislavovna, Moscow (RU)].

(21) Номер международной заявки: РСТ/RU2005/000124

(81) Указанные государства (если не указано иначе, для каждого вида национальной охраны): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BW, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(22) Дата международной подачи:  
22 марта 2005 (22.03.2005)

(25) Язык подачи: русский

(26) Язык публикации: русский

(30) Данные о приоритете:  
2004108174 22 марта 2004 (22.03.2004) RU

(71) Заявитель и

(84) Указанные государства (если не указано иначе, для каждого вида национальной охраны): ARIPO патент (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), евразийский патент (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), европейский патент (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), патент OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(72) Изобретатель: ЛАРИЧЕВ Андрей Викторович [RU/RU]; ул. Б. Филевская, д. 49, корп. 1, кв. 31, Москва, 121433 (RU) [LARICHEV, Andrey Victorovich, Moscow (RU)].

(72) Изобретатели; и

(75) Изобретатели/Заявители (только для (US): ИРОШНИКОВ Никита Георгиевич [RU/RU]; ул. Берзарина, д. 3, корп. 2, кв. 163, Москва, 123298 (RU) [IROSHNIKOV, Nikita Georgievich, Moscow (RU)]; РЕСНЯНСКИЙ Артем Юрьевич [RU/RU]; ул. Климашкина, д. 9, кв. 47, Москва, 123557 (RU) [RESNYANSKY, Artem Jurievich, Moscow (RU)].

Опубликована

С отчётом о международном поиске.

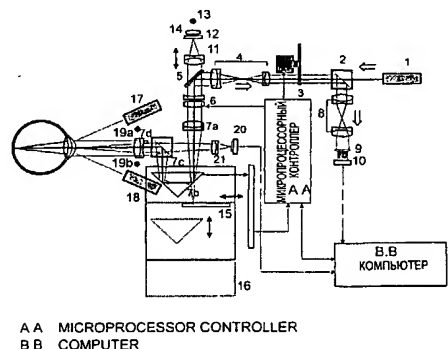
(74) Агент: КОВАЛЬЧУК Надежда Станиславовна, а/я 52, ООО «КОНА-ПАТЕНТ», Москва, 115446 (RU)

В отношении двухбуквенных кодов, кодов языков и других сокращений см «Пояснения к кодам и сокращениям», публикуемые в начале каждого очередного выпуска Бюллетеня РСТ.

(54) Title: ABERROMETER PROVIDED WITH A VISUAL ACUITY TESTING SYSTEM

(54) Название изобретения: АБЕРРОМЕТР С СИСТЕМОЙ ТЕСТИРОВАНИЯ ОСТРОТЫ ЗРЕНИЯ

(57) Abstract: The group of inventions is used for a medical clinical practice for automatically measuring a human eye aberration, determining a subjective visual acuity associated with the selection of a best spherocylindrical correction, investigating the influence of high orders aberrations on the visual acuity and for prognosticating the eye correction results. The inventive aberrometer comprises a point light source which is projected on the eye retina and forms a virtual source thereon whose radiation is dispersed by said retina and passes through the eye optical systems acquiring a phase modulation corresponding to the total eye optical aberration. Said aberrometer also comprises a system for measuring the shape of the radiation wave front coming out from the eye which is embodied in the form of a wave front sensor whose output signal is transmitted to a device control system, an aberration compensation system which is disposed between the human eye and an measuring system and through which the radiation coming out from the eye and projected on the eye retina of the virtual source passes and a test picture projector which projects the test picture image on the eye retina. In the particular embodiments, said aberrometer is provided with an additional adjusting, self-calibrating and self-testing system, wherein the aberrometer control system can be complemented with a microprocessor controller. The inventive method for setting the aberrometer consists in establishing a required distance between the device and a patient eye by illuminating the eye, in projecting a mark picture on the iris thereof and in visually observing the relative positions of the projected mark pictures and the three-dimensional displacement of the device and/or the eye with respect thereto.



[Продолжение на след. странице]



---

**(57) Реферат:** Группа изобретений предназначена для использования в медицинской клинической практике для автоматического измерения аберраций человеческого глаза, определения субъективной остроты зрения с одновременным подбором наилучшей сфероцилиндрической коррекции, исследования влияния аберраций высших порядков на субъективную остроту зрения и прогнозирования результатов коррекции зрения. Аберрометр содержит точечный источник света, который проектируется на сетчатку глаза и создает на ней виртуальный источник, излучение которого рассеивается сетчаткой, проходит через оптические системы глаза, приобретая при этом фазовую модуляцию, соответствующую суммарным оптическим аберрациям глаза, систему измерения формы волнового фронта вышедшего из глаза излучения в виде датчика волнового фронта, выходной сигнал с которого поступает в систему управления прибором, расположенную между человеческим глазом и системой измерения системы компенсации аберраций, через которую проходит вышедшее из глаза излучение спроецированного на сетчатку глаза виртуального источника, и проектор тестовых картин, обеспечивающий проецирование изображения тестовой картины на сетчатку глаза. В частных случаях исполнения аберрометр дополнительно содержит систему настройки, автокалибровки и самотестирования, а система управления аберрометром может быть дополнена микропроцессорным контроллером. Способ настройки аберрометра заключается в выставлении требуемого расстояния от прибора до глаза пациента путем подсветки глаза, проецирования изображения марок на радужную оболочку глаза пациента, визуального наблюдения за взаимным расположением проецируемых изображений марок и трехмерного перемещении прибора и/или глаза относительно прибора.

**Аберрометр с системой тестирования остроты зрения**

Группа изобретений касается конструкции и настройки офтальмологических приборов для измерения аберраций человеческого глаза – аберрометров, применяемых в клинической медицинской практике. Представленный в качестве изобретения аберрометр предназначен для автоматического измерения аберраций человеческого глаза, определения субъективной остроты зрения с одновременным подбором наилучшей сфероцилиндрической коррекции при различных состояниях аккомодации глаза, а во втором варианте исполнения – для исследования влияния аберраций высших порядков на субъективную остроту зрения и прогнозирования результатов коррекции зрения при помощи очков, индивидуальных контактных линз, интраокулярных линз или лазерной абляции.

Устройство настройки аберрометра, предназначенное для точной установки расстояния от глаза до прибора (совмещение входного о глаза зрачка прибора со зрачком глаза), является его значимой частью, но может быть использовано по своему функциональному назначению в составе любых офтальмологических приборов, применяемых в медицине, в частности в клинической практике при оперировании человеческого глаза, диагностике его патологий и измерении его характеристик.

Реализованный в устройстве настройки аберрометра способ может быть рекомендован для настройки любого офтальмологического прибора.

Для определения остроты зрения в клинической практике применяют таблицы символов и картин, величина которых (для заданного расстояния, обычно 5м) соответствует различному угловому размеру на сетчатке глаза. Угловому размеру 1 минута соответствует зрение единица (20/20 в англоязычной литературе). Путем опроса испытуемого устанавливается наименьший размер различаемых символов, что и определяет остроту зрения (так, например если размер различаемых символов равен 5 мин, то острота зрения равна 0.5). Подбор наилучшей сфероцилиндрической коррекции осуществляется при помощи пробных линз либо автоматизированных наборов таких линз (фороптеров), при этом результаты коррекции контролируются по таблицам символов. Процесс этот достаточно трудоемок и длителен, особенно при наличии сложного астигматизма (Е.И.Ковалевский «Офтальмология» М.Медицина, 1995г с45-83). Для ускорения подбора коррекции используются различные методы измерения рефракции, например, скиаскопия, или автоматизированные приборы – рефрактометры. При этом начальные параметры корректирующих линз выбираются исходя из показаний этих приборов. Более совершенными приборами для измерения оптических характеристик

глаза являются аберрометры, которые могут измерять не только рефракцию и астигматизм, но и аберрации высших порядков.

Известно устройство того же назначения, что и заявленное изобретение («Аберрометр с системой тестирования остроты зрения») - офтальмологический прибор, описанный в «Objective measurement of wave aberrations of the human eye with use of a Hartmann-Shack wave-front sensor" Junzhong Liang, Bernhard Grimm, Stefan Goelz, Josef F. Bille (JOSA A, Volume 11, Issue 7, 1949-July, 1994), для измерения аберраций человеческого глаза, содержащий точечный источник света для подсветки глаза, который проектируется на сетчатку глаза и создает на ней виртуальный опорный источник, излучение которого рассеивается сетчаткой, проходит через оптические системы глаза, приобретая при этом фазовую модуляцию, соответствующую суммарным оптическим аберрациям глаза, систему измерения формы волнового фронта вышедшего из глаза излучения в виде датчика Шака-Гартмана, выходной сигнал с которого поступает в систему управления прибором, состоящую из компьютера, который обеспечивает обработку данных, восстанавливая карту аберраций, хранение данных и управление прибором по командам оператора. Данное устройство принято нами за прототип, как наиболее близкое заявляемому изобретению для обоих вариантов его исполнения по совокупности существенных признаков.

К причинам, препятствующим достижению указанного ниже технического результата, заключающегося в увеличении динамического диапазона измерения аберраций (отношение между минимальной и максимальной величиной измеряемых аберраций), относится использование в прототипе датчика волнового фронта типа Шака – Гартмана, который не позволяет одинаково хорошо измерять аберрации большой и малой амплитуды. Если параметры датчика подобраны таким образом, что диапазон измерения расширен, то малые аберрации измеряются со значительной ошибкой. Поскольку в клинической практике встречаются как случаи с малыми аберрациями, так и с большими, указанный фактор является существенным недостатком аберрометров с такими датчиками.

Существуют различные методы увеличения динамического диапазона измерений датчиков волнового фронта.

Так, например, известно техническое решение (Патент USA №6,550,917), в котором предлагается использовать специальную систему прекомпенсации для опорного пучка, позволяющую создать лазерное пятно малого диаметра на сетчатке. При этом и его образ в фокусе микролинзового раstra будет малым. Однако, при малом размере пятна на сетчатке возрастает влияние спекл модуляции (фазовой и амплитудной)

рассеянного излучения, что снижает точность измерений. Кроме того, при использовании зондирующего пучка значительного диаметра, уже не выполняются условия однопроводной схемы измерений и некоторые aberrации самокомпенсируются при двойном проходе излучения. При использовании зондирующего пучка малого диаметра (0,5- 0,8 мм) размер пятна на сетчатке практически не зависит от aberrаций исследуемого глаза, а система прекомпенсации является в принципе излишней, хотя для случаев больших рефракционных ошибок ( $>10$  Д) может использоваться компенсатор рефракции. Вместе с тем, подобная система необходима для излучения, выходящего из глаза, поскольку диаметр пучка выходящего излучения достигает 8 мм.

В том же изобретении (Патент USA № 6 550 917) предлагается включить в систему прекомпенсации, размещаемую между оптической проекционной системой и глазом, устройство, вносящее цилиндрическую коррекцию в зондирующее излучение. При этом предполагается добиться минимальной величины пятна на сетчатке глаза. Считается, что таким образом повышается точность определения координат пятен, поскольку пятна в фокусе микролинзового раstra являются изображениями пятна на сетчатке. Однако, такой вывод справедлив только в том случае, когда координаты пятен определяются по точке с максимальным значением интенсивности. В настоящее время практически во всех подобных приборах используется иной алгоритм (см. прототип Liang et al), когда координаты пятен определяются с помощью подсчета их центров масс (по интенсивности). Такой метод позволяет вычислять положение пятна с точностью, превышающей расстояние между светочувствительными элементами матричных фотодетекторов (например ПЗС камер). Более того, эта точность увеличивается при увеличении площади пятна на фотодетекторе. Таким образом, при использовании подобных алгоритмов, нет необходимости уменьшать размер пятна на сетчатке, более того чрезмерное его уменьшение приводит к потере точности измерений.

В том же изобретении для внесения астигматической коррекции предлагается использовать цилиндрический телескоп. Недостатком подобных систем является их функциональная ограниченность в связи с производством не астигматического, а цилиндрического волнового фронта и сложное механическое управление такими устройствами. Гораздо удобнее использовать именно астигматический корректор, а не цилиндрический. Из астигматизма цилиндр можно получить, добавляя дефокус – компенсируя кривизну одного из сечений седла. Известно, что дефокус и астигматизм ортогональные функции (а дефокус и цилиндр – нет), поэтому разложение по таким функциям формы волнового фронта является однозначным. Соответственно, если

исполнительное устройство – астигматический корректор реализует эти функции, то и организация автоматического управления таким устройством намного проще.

Известно устройство компенсации астигматизма (Л.С. Урмахер, Л.И. Айзенштат «Офтальмологические приборы», 1988, стр. 288), состоящее из комбинации двух вращающихся вокруг оптической оси системы и расположенных последовательно цилиндрических или торических линз разных знаков с механическим приводом ручного управления. Недостатком данного компенсатора астигматизма (далее - астигмокорректор) является невозможность автоматизации процесса управления им из-за сложности конструкции его механического привода вследствие зависимого вращения указанных линз (углы поворота линз равны, а ось астигмокорректора выставляется путем поворота всего устройства в целом вокруг оптической оси системы).

Вследствие отсутствия в прототипе проектора тестовых картин, данное устройство не приспособлено для исследования остроты зрения, субъективной оценки качества вносимой коррекции и управления вносимой коррекцией.

Недостатком известного устройства является также отсутствие в нем системы самотестирования и автокалибровки механических и оптических элементов, позволяющей поддерживать системы прибора в работоспособном состоянии.

Механические подвижные элементы системы аберрометров могут в результате эксплуатации выходить из рабочих положений, более того, адаптивные элементы (зеркала) в общем случае являются нелинейными, например, в пьезоуправляемых зеркалах нелинейность и гистерезис достигает до 25% от диапазона управления, поэтому использование сигналов управления для оценки профиля коррекции дает неточный результат. В известных конструкциях аберрометров для калибровки применяют оптические тестовые элементы: либо внешние оптические системы, представляющие собой оптический аналог глаза с точно измеренными параметрами, либо такие же системы, но встроенные в оптический тракт прибора при помощи светоделительных пластин (Патент USA 6,637,884). Внешние системы калибровки требуют точной установки относительно прибора и определенной квалификации оператора при проведении этой процедуры. Кроме того, калибровку нельзя автоматизировать (поскольку требуется участие оператора). Внутренние устройства калибровки, содержащие тестовые оптические элементы, сложны в изготовлении и требуют применения дополнительных делительных пластин или переключаемых оптических элементов.

Отсутствие в известном устройстве системы настройки (наведения) прибора, т.е. совмещения входного зрачка прибора со зрачком глаза, приводит к снижению точности измерений тем большей, чем более высок порядок измеряемых aberrаций и их величина.

Существуют различные устройства для установки желаемого расстояния от офтальмологического прибора до глаза.

Известно устройство (патент US № 4,881,807), в котором для определения расстояния от прибора до глаза используются компьютерные методы обработки положения изображений Пуркинье, использование которых значительно усложняет конструкцию прибора и процедуру его наведения: проблема заключается в сложности попадания оператором в область работы электронной системы и определения направления рассовмещения.

Наиболее близким устройством того же назначения к заявляемому устройству настройки (наведения) аберрометра и реализованному в нем способу наведения прибора по совокупности существенных признаков является принятое за прототип офтальмологическое устройство для измерения и оперирования глаза (патент US № 5,562,656). Известное устройство включает систему проецирования изображения марок на глаз пациента с источниками его подсветки, систему визуального наблюдения за взаимным расположением изображений этих марок, систему для трехмерного перемещения вышеупомянутого прибора относительно глаза пациента. Система проецирования включает два проектора, расположенных под углом к оптической оси прибора, которые создают изображение одной или нескольких щелей на роговице глаза, наблюдая за взаимным положением которых через микроскоп, судят о расстоянии от прибора до глаза.

Способ настройки, реализованный в известном изобретении для измерения и оперирования, заключается в подсветке глаза, проецировании изображения щелей на глаз пациента, визуального наблюдения за взаимным расположением проецируемых изображений щелей и трехмерного перемещения прибора.

Недостатками данного устройства и способа настройки является низкая точность измерений, что обусловлено формированием картины изображения марок на роговице глаза, ограничение области применения устройства при использовании источников света небольшой мощности только некомфортной для пациента видимой областью спектра, поскольку картина изображения щелей формируется на роговице, являющейся прозрачной средой и наблюдение возможно только за счет ее рассеяния: рассеянное изображение щелей не будет видно на роговице в инфракрасной области спектра из-за малого контраста. Кроме того, конструкция используемых в прототипе марок не позволяет достаточно однозначно определить оператором направление рассовмещения.

Заявляется группа изобретений «Аберрометр с системой тестирования остроты зрения (варианты), устройство и способ его настройки», образующих единый изобретательский замысел:

- варианты имеют одно и то же назначение (автоматическое измерение аберраций человеческого глаза, определение субъективной остроты зрения с одновременным подбором наилучшей сфероцилиндрической коррекции при различных состояниях аккомодации глаза, исследование влияния аберраций высших порядков на субъективную остроту зрения и прогнозирования результатов коррекции) и при своем осуществлении дают одинаковый в словесном выражении технический результат – увеличение точности измерений;
- устройство настройки предназначено для использования в аберрометре,
- способ настройки аберрометра осуществлен в устройстве его настройки.

Задача на решение которой направлена заявленная группа изобретений заключается в создании более точного офтальмологического прибора с широкими функциональными возможностями, позволяющего автоматически измерять аберраций человеческого глаза, исследовать их влияние на субъективную остроту зрения и прогнозировать результаты коррекции.

Общий технический результат, который может быть получен при осуществлении группы изобретений, образующих единый изобретательский замысел, заключается в увеличении точности измерений офтальмологического прибора.

Основной технический результат, который может быть получен при осуществлении изобретения «Аберрометр с системой тестирования остроты зрения» в обоих вариантах исполнения, заключается в увеличении динамического диапазона измерений (увеличение относительной точности измерений), а также возможности исследования и определения клинической остроты зрения с одновременным подбором наилучшей сфероцилиндрической коррекции и коррекции по высшим порядкам аберраций.

Дополнительные технические результаты, которые могут быть получены в частных случаях изготовления и использования изобретения «Аберрометр с системой тестирования остроты зрения» (варианты), заключаются:

- возможности управления вносимой коррекцией;
- автоматизации процессов контроля и поддержания работоспособности прибора (устранении человеческого фактора при настройке прибора),
- упрощении конструкции прибора,
- расширении функциональных возможностей прибора,
- улучшении условий при эксплуатации прибора,



- использовании полученных результатов измерений для коррекции зрения,

Реализация предложенной конструкции системы компенсации, за счет которой в известном изобретении осуществляется компенсационный метод измерения, в отличие от существующих компенсаторов, позволяет:

- расширить функциональные возможности компенсатора астигматизма и организовать автоматическое управление им;
- упростить конструкцию офтальмологического прибора и сделать более удобным процесс его наведения за счет предложенной конструкции и места расположения компенсатора рефракции.

Дополнительные технические результаты при осуществлении заявленного устройства настройки офтальмологического прибора заключаются в расширении эксплуатационных возможностей устройства, создании более комфортных для пациента условий, повышении удобства обслуживания данного устройства.

Указанный технический результат, заключающийся в увеличении динамического диапазона измерения аберраций датчика волнового фронта, при осуществлении заявленного изобретения достигается за счет того, что:

I вариант исполнения - известное устройство, содержащее точечный источник света, который проектируется на сетчатку глаза и создает на ней виртуальный источник, излучение которого рассеивается сетчаткой, проходит через оптические системы глаза, приобретая при этом фазовую модуляцию, соответствующую суммарным оптическим аберрациям глаза, систему измерения формы волнового фронта вышедшего из глаза излучения в виде датчика волнового фронта, выходной сигнал с которого поступает в систему управления прибором, дополнительно содержит расположенную между человеческим глазом и системой измерения систему компенсации аберраций, через которую проходит вышедшее из глаза излучение спроецированного на сетчатку глаза виртуального источника, состоящую из компенсатора рефракции, предназначенного для управления фокусировкой рассеянного сетчаткой излучения, и расположенного в плоскости изображения зрачка глаза компенсатора астигматизма;

II вариант исполнения - известное устройство, содержащее точечный источник света, который проектируется на сетчатку глаза и создает на ней виртуальный источник, излучение которого рассеивается сетчаткой, проходит через оптические системы глаза, приобретая при этом фазовую модуляцию, соответствующую суммарным оптическим аберрациям глаза, систему измерения формы волнового фронта вышедшего из глаза излучения в виде датчика волнового фронта, выходной сигнал с которого поступает в систему управления прибором, дополнительно содержит расположенную между

человеческим глазом и системой измерения систему компенсации aberrаций, через которую проходит вышедшее из глаза излучение спроецированного на сетчатку глаза виртуального источника, состоящую из компенсатора рефракции, предназначенного для управления фокусировкой рассеянного сетчаткой излучения, расположенного в плоскости изображения зрачка глаза компенсатора астигматизма и компенсатора aberrаций высших порядков.

В заявленном изобретении наряду со стандартным методом измерения aberrаций датчиком волнового фронта типа Шака-Гартмана, который не позволяет одинаково хорошо измерять aberrации большой и малой амплитуды, реализован компенсационный метод измерения aberrаций глаза, заключающий в том, что достигающее датчика волнового фронта излучение от виртуального источника, которое, проходя через оптические среды и элементы глаза приобрело фазовую модуляцию, соответствующую суммарным оптическим aberrациям глаза, имеет меньшие aberrации на величину тех, которые скомпенсированы (внесены компенсаторами в излучение, распространяющееся из глаза, с обратным знаком). Таким образом, величина суммарных aberrации, измеренных прибором, складывается в компьютере из тех, которые измерены датчиком волнового фронта и тех, которые внесены компенсаторами. При этом, величина aberrаций внесенных компенсаторами вычисляется по информации, переданной в компьютер от датчиков их положения.

Узел компенсации рефракции позволяет компенсировать аметропию от  $-15$  до  $+10$  диоптрий. Компенсатор астигматизма работает в диапазоне от  $-6$  до  $+6$  диоптрий. Компенсатор aberrаций высших порядков – деформируемое зеркало, позволяет компенсировать такие aberrации, как сферическая aberrация, кома и т.п.

Используя данные с датчиков положения компенсаторов (а в случае наличия компенсаторов aberrаций высших порядков - данные от его устройства управления) можно с высокой точностью ( $< 0.05$  диоптр ) определить aberrации второго и высших порядков, внесенные системой компенсации. При наличии компенсаторов датчик волнового фронта может иметь небольшой динамический диапазон (например от  $+2$  до  $-2D$ ) линейных измерений и высокую чувствительность, при этом общий динамический диапазон измерений будет складываться из диапазона компенсации и диапазона измерений датчика.

Расширение динамического диапазона измерений датчика волнового фронта – это увеличение относительной точности измерений. На практике: в обычном приборе возможно измерить  $2D$  с точностью  $0.05D$  –  $2.5\%$ , при осуществлении заявленного изобретения -  $15D$  с той же точностью, что дает  $0.3\%$ ,

В предложенной конструкции аберрометра для компенсации aberrаций второго порядка (дефокус и астигматизм) применена модифицированная система Бадаля (компенсатор рефракции) и расположенная в плоскости изображения входного зрачка система из двух цилиндрических или торических или цилиндрической и торической линз (компенсатор астигматизма), а также система точного измерения перемещений (датчик положения) подвижных элементов (смещения призм и зеркал в системе Бадаля и углов поворота линз).

Компенсатор рефракции, как правило, состоит из подвижной призмы, расположенной между двумя линзами. Такая конструкция позволяет менять расстояние между линзами, не меняя положение самих линз. Для аберрометрических измерений это свойство является весьма ценным, поскольку в такой системе не происходит смещения входных и выходных зрачков. Так как встречаются случаи больших рефракционных ошибок (до 20 Д), то эта система размещена непосредственно на входе прибора, при таком размещении последующие оптические элементы работают с пучками, близкими к параксиальным, что упрощает конструкцию прибора.

С другой стороны, для проведения измерений и наведения прибора на глаз пациента необходимо получить изображение зрачка глаза от камеры, выставленной по оптической оси прибора. Это приводит к необходимости введения различных светоделительных элементов между глазом пациента и первой линзой системы компенсации рефракции, что уменьшает передний рабочий отрезок прибора (расстояние от первого оптического или механического элемента прибора до глаза).

В системе компенсации заявленного изобретения предлагается такая конструкция компенсатора рефракции, в котором применяется только одно дихроичное зеркало, которое одновременно является светоделителем для устройства настройки прибора. В этом случае передний рабочий отрезок прибора увеличивается по сравнению со схемой, когда стоит отдельная делительная пластина, что создает дополнительные удобства для пациента и оператора при наведении прибора.

Для реализации компенсационного метода астигматический компенсатор должен быть расположен в плоскости изображения зрачка глаза. У нас такая плоскость доступна на выходе компенсатора рефракции (задняя фокальная плоскость линзы 7а). Если в приборе есть несколько таких плоскостей, то предпочтительной является, как и в случае компенсатора рефракции, положение наиболее близкое к входу прибора. Тогда требования к конструкции оптических элементов, расположенных после компенсатора могут быть ослаблены.

В отличие от известных компенсаторов астигматизма, где линзы имеют зависимый угол поворота, а ось астигмокорректора выставляется путем поворота всего устройства в целом вокруг оптической оси системы, предлагаемая схема отличается независимым поворотом линз астигмокорректора, вследствие чего его ось выставляется поворотом обеих линз на необходимый угол. В этом случае упрощается механический привод корректора, что удобно для организации автоматического управления корректором, так как не требуется вращать весь его корпус, представляющий собой громоздкую и сложную конструкцию. При управлении микроконтроллером произвести вычисления результирующей оси и величины астигматизма не составляет труда.

Компенсатор астигматизма состоит из пары расположенных последовательно и независимо вращающихся вокруг его оптической оси цилиндрических или торических линз или комбинации цилиндрической и торической линз разных знаков, которые могут располагаться в общем корпусе. Оптическая сила этих линз должна удовлетворять соотношению  $k_2 = -k_1/(1-d*k_1)$ , где  $d$  – расстояние между главными плоскостями линз.

С целью исключения возникновения хроматических аберраций, материал линз компенсатора астигматизма имеет одинаковую дисперсию.

Если оси линз совпадают, то результирующая оптическая сила комбинации линз равна нулю (комбинация линз при этом не вносит никаких искажений) – это необходимо, когда у пациента нет астигматизма. При развороте линз на углы  $\phi_1$  и  $\phi_2$  (см. фиг. 7) происходит формирование астигматического (седлообразного) волнового фронта с заданной ориентацией и амплитудой - это необходимо, когда у пациента есть астигматизм и его надо компенсировать.

Управление астигмокорректором заключается в выставлении его оси относительно оптической оси абберметра в положение, при котором происходит формирование астигматического волнового фронта излучения с заданной ориентацией и амплитудой с целью коррекции соответствующих искажений.

Для управления астигмокорректором необходима система точного выставления начального угла поворота линз. Это может быть осуществлено при помощи приводного устройства с использованием механических, оптических, или магнитных датчиков. Приводное устройство должно обеспечивать точную угловую установку линз относительно начального положения, определяемого датчиком. Для этого могут быть использованы, например, шаговые двигатели с шестеренчатым или ременным (зубчатый ремень), приводом, обеспечивающим минимальный люфт при изменении направления вращения. Устройство так же может быть снабжено датчиком (оптическим, магнитным, индукционным) угла поворота, тогда требования к точности механического привода могут

быть значительно снижены, что является дополнительным техническим результатом, который достигается при осуществлении изобретения.

Для формирования волнового фронта цилиндрической формы (если у пациента в глазу такие искажения и их надо компенсировать) необходимо ввести дополнительную сферическую коррекцию, передвигая призму 7b.

Астигмодорректор и компенсатор рефракции располагаются между глазом пациента и тестовой картиной так, что световые лучи, формирующие изображение картины на сетчатке, проходят через них. Используя астигмодорректор и компенсатор рефракции, можно внести в излучение распространяющиеся от тестовой картины фазовые искажения обратные по знаку тем, которые оно приобретает в оптической системе глаза пациента, устранив, таким образом, их влияние на остроту зрения. Определив затем величину и топологию искажений, вносимых компенсаторами, можно использовать эту информацию при проведении коррекции зрения (очковой, контактными линзами, лазерной и т.п.).

Астигмодорректор в заявленном изобретении работает только для излучения вышедшего из глаза и для излучения распространяющегося в глаз от тестовой картины и практически не влияет на распространение и форму волнового фронта излучения от точечного источника, проходящего через астигмодорректор и компенсатор рефракции, так как диаметр пучка этого излучения значительно меньше входного зрачка глаза и апертуры астигмодорректора.

Технический результат, заключающийся в возможности исследования остроты зрения с одновременным подбором наилучшей сфероцилиндрической коррекции измерением объема аккомодации, достигается за счет того, что известное устройство дополнительно содержит проектор тестовых картин, который совместно с компенсатором рефракции и астигматизма (I вариант исполнения) или с компенсаторами рефракции, астигматизма и высших аберраций (II вариант исполнения) обеспечивает проецирование изображения тестовой картины на сетчатке глаза, путем перефокусировки меняет по командам компьютера видимое расстояние до нее (вносит путем перефокусировки в излучение, формирующее эту картину, дополнительную рефракционную поправку), а датчик волнового фронта по сигналу с проектора тестовых картин, отмечает положения системы перефокусировки, характеризующие объем аккомодации глаза, после чего система перефокусировки проектора устанавливается по команде компьютера в положение, соответствующее изображению тестовой картины на бесконечности, и, в зависимости от выбранной методики исследования остроты зрения, меняется

оператором и происходит тестирование остроты зрения (т.е. определение наименьшего распознаваемого пациентом элемента тестовой картины).

На верхнем пределе остроты зрения возможно проведение компьютером по командам с датчика волнового фронта точной подстройки астигморефлектора, и компенсатора рефракции (I вариант) или астигморефлектора, компенсаторов рефракции и аберраций высших порядков (II вариант). Испытуемый имеет возможность управлять вносимой коррекцией вручную с выносного пульта, добиваясь наилучшей в субъективном смысле остроты зрения.

Технический результат, заключающийся в поддержании прибора в работоспособном состоянии с целью получения достоверных и точных данных текущих измерений, достигается в обоих вариантах исполнения изобретения за счет того, что известное устройство дополнительно содержит встроенную систему автокалибровки с виртуальным опорным источником света в качестве тестового элемента, позволяющую точно измерять текущий профиль коррекции.

Использование виртуального опорного источника света в качестве тестового элемента в отличие от оптических тестовых элементов упрощает конструкцию прибора и, следовательно, позволяет автоматизировать процесс калибровки.

Дополнительный технический результат, заключающийся в возможности самотестирования прибора (проверке правильности работы алгоритмов восстановления волнового фронта и правильности задания калибровочных коэффициентов с целью предупреждения возможного возникновения различных неполадок в задействованном оборудовании, в частности ПЗС камеры датчика волнового фронта, или несанкционированного изменения оператором настроек в компьютере), достигается за счет того, что привод системы автокалибровки устанавливается на подвижной платформе с устройством точного измерения перемещения. Сдвиг рассеивателя из фокальной плоскости приводит к преобразованию калибровочной волны из плоской в сферическую. Путем измерения радиуса кривизны волнового фронта датчиком волнового фронта (например Шака –Гартмана) и сопоставления его с расчетными значениями (по измеренному смещению) проверяется правильность калибровки прибора.

Технический результат, получаемый при осуществлении группы изобретений, заключающийся в увеличении точности измерений, достигается за счет того, что известное изобретение дополнительно содержит устройство настройки, обеспечивающее выставление рабочего расстояния от прибора до глаза пациента, которое включает систему проецирования изображения марок на радужную оболочку глаза пациента с источниками его подсветки, систему визуального наблюдения за взаимным

расположением проецируемых изображений марок с целью определения направления перемещения прибора для выставления требуемого расстояния от прибора до глаза пациента, оптическая ось которой расположена между направлениями проецирования изображений марок и совпадает с оптической осью прибора, систему трехмерного перемещения прибора и/или глаза пациента.

Реализация в данном устройстве способа проецирования марок непосредственно на радужную оболочку глаза, позволяет более точно совмещать входной зрачок прибора и зрачок глаза. Данный факт связан с тем, что радужная оболочка практически совпадает с оптическим зрачком глаза, тогда как расстояние от вершины роговицы до зрачка глаза (в прототипе изобретения) подвержено значительным индивидуальным вариациям. При этом контраст изображения значительно выше даже при использовании инфракрасного освещения, потому что радужная оболочка непрозрачна в инфракрасной области спектра и хорошо рассеивает это излучение.

При реализации в устройстве данного способа возникает затруднение, вызванное размытостью одной из границ изображения, связанное с проекцией на наклонную (по отношению к проектору) плоскость радужной оболочки. Для устранения данного затруднения можно использовать телецентрическую проекционную систему, обладающую большой глубиной резкости и наклонное расположение марки в проекторе в соответствии с принципом Шеимплфуга (Theodor Scheimpflug's British Patent "Improved Method and Apparatus for the Systematic Alteration or Distortion of Plane Pictures and Images by Means of Lenses and Mirrors for Photography and for other purposes" (GB 1196/1904)).

Дополнительные технические результаты, заключающиеся в расширении эксплуатационных возможностей офтальмологического прибора и создании более комфортных для пациента условий, достигаются за счет использования в устройстве его настройки в качестве подсветки глаза пациента источников инфракрасного излучения и, как следствие, применение в системе визуального наблюдения видеокамеры, чувствительной к инфракрасной области спектра.

Повышение удобства обслуживания данного устройства оператором достигается за счет того, что в заявленном устройстве настройки офтальмологического прибора использованы специальные марки типа «сектор в круге», конструкция которых такова, что при схождении их изображений в плоскости входного зрачка прибора образуется окружность с перекрестием. На расстояниях меньших или больших требуемого эта картина нарушается. По виду картины легко определить направление смещения прибора для точного выставления требуемого расстояния до исследуемого глаза.

В заявленном изобретении в любом из вариантов его исполнения реализован способ измерения межцентрового и вертексного расстояний с помощью присутствующей в аберрометре системы настройки (наведения) прибора путем ее последовательного наведения на центр одного глаза, затем на переносицу и на центр второго глаза. Положение прибора во время проведения этих операций фиксируется датчиком положения, установленным на подвижном столике прибора. Использование прибора с указанной целью расширяет его функциональные возможности.

Фиг. 1- структурная схема заявленного прибора (I вариант)

Фиг. 2 – принципиальная оптическая схема прибора (I вариант)

Фиг. 3- структурная схема заявленного прибора (II вариант)

Фиг. 4 – принципиальная оптическая схема прибора (II вариант)

Фиг. 5 – схема ориентации изображений проецируемых марок при настройке офтальмологического прибора:

а) вид глаза, установленного на рабочем расстоянии с картиной марок, спроецированной на радужную оболочку

б) вид и ориентация марок для двух каналов

с) картина рассовмещения марок при расстоянии меньше рабочего

д) картина рассовмещения марок при рабочем расстоянии

е) картина рассовмещения марок при расстоянии больше рабочего

Фиг. 6 – оптическая схема проектора марок с телецентрической проекционной системой

Фиг. 7 – оптическая схема компенсатор рефракции и астигматизма

Ниже приводятся сведения, подтверждающие возможность осуществления группы изобретений с реализацией указанного назначения.

Аберрометр с системой тестирования остроты зрения» имеет следующие структурные блоки (фиг. 1,3):

- 1) точечный источник света
- 2) систему измерения в виде датчика волнового фронта (типа Шака-Гартмана )
- 3) систему компенсации случайных aberrаций, состоящую из компенсатора рефракции и астигматизма (астигмокорректор) и компенсатора aberrаций высших порядков (фиг. 3)
- 4) устройство настройки (камера наведения)
- 5) проектор тестовых картин
- 6) систему автокалибровки (и самотестирования)
- 7) систему управления (компьютер и микропроцессорный контроллер).



Заявляемый офтальмологический прибор для измерения аберраций человеческого глаза и тестирования остроты зрения построен на базе хорошо зарекомендовавшего себя в клинической практике датчика волнового фронта Шака-Гартмана. Естественно, что в качестве датчика волнового фронта могут быть применены и другие устройства: например, датчик кривизны: Paul M. Blanchard, David J. Fisher, Simon C. Woods, Alan H. Greenaway «Phase-Diversity Wave-Front Sensing with a Distorted Diffraction Grating» Applied Optics, Vol. 39 Issue 35 P.6649,2000).

Конструкция и принцип работы устройства по I варианту состоит в следующем (см. фиг. 2, 7).

Излучение точечного источника света 1 (полупроводниковый лазер суперлюминисцентный диод или светоизлучающий диод с малой площадкой излучения с длиной волны 780 нм -850 нм) попадает на поляризационный делительный кубик 2. Излучение лазера поляризовано таким образом, что оно полностью отражается делительной гранью кубика (на фиг. 2 в направлении налево). Излучение проходит через вращающийся клин 3, который осуществляет сканирование луча по окружности. Угол сканирования составляет приблизительно  $0,5^\circ$ . Далее излучение попадает в телескопическую систему с необходимым увеличением 4. После отражения от поворотного зеркала 5 (спектральной делительной пластины) излучение проходит астигматический компенсатор 6, состоящий из двух линз, которые могут независимо вращаться вокруг оптической оси прибора. Следующий за этим компенсатор рефракции 7 (телескоп, состоящий из линз 7 а ,7d, с подвижной призмой 7b и спектральным светоделителем 7с) позволяет управлять фокусировкой лазерного пучка. Выходя из прибора, лазерное излучение попадает в исследуемый глаз пациента, фокусируется на сетчатке оптическими элементами глаза и создает на ней виртуальный опорный источник, излучение которого частично рассеивается на сетчатке и проходит оптические среды глаза в обратном направлении, приобретая при этом фазовую модуляцию. Фазовая модуляция пучка, вышедшего из глаза, несет информацию о полных аберрациях, характеризующих оптическую систему глаза. Это излучение проходит уже упомянутые оптические элементы абберрометра в обратном направлении. Однако, поскольку излучение, рассеянное сетчаткой, является практически неполяризованным, то при прохождении поляризационного светоделителя 2 одна из поляризационных составляющих отражается от делительной грани и попадает в телескоп 8, необходимый для сопряжения входного зрачка с плоскостью линзового раstra 9 датчика волнового фронта 10.

Линзовый растр формирует картину в виде системы фокальных пятен на матрице стандартной ПЗС (прибор с зарядовой связью) или КМОП (комплементарный металло-оксидный полупроводник) камеры датчика (создает набор изображений виртуального источника). Выходной сигнал с матрицы передается в компьютер, который восстанавливает карту aberrаций и вырабатывает сигналы управления для компенсатора рефракции и астигматизма (сфероцилиндрический корректор). При этом скорость измерения определяется скоростью считывания данных с камеры в компьютер и может достигать 100 кадров в секунду. Смещение пятен на картине пропорционально локальным наклонам волнового фронта в пределах соответствующей субапертуры линзового растра. Измерив эти смещения, можно восстановить форму волнового фронта, используя метод наименьших квадратов. Координаты пятен можно определить, используя алгоритм центров масс: [J.Lang, B.Grimm, S.Goels, J.Bille, "Objective measurements of the wave aberrations of the human eye using a Hartman-Shack wavefront sensor", *J.Opt.Soc. Am. A*, 11 1949-1957 (1994)]. Параметры линзового растра подобраны таким образом, что при обработке картины датчика Шака -Гартмана возможно восстановление волнового фронта с точностью  $1/8$  длины волны зондирующего излучения. При этом форма волнового фронта может быть представлена 36-тью полиномами Цернике.

Компенсатор рефракции и астигматизма (астигмокорректор) необходим для коррекции астигматических (седлообразных) искажений волнового фронта оптического излучения с заданной ориентацией и амплитудой.

Компенсатор рефракции 7(7a-7d), расположенный непосредственно на входе прибора функционирует следующим образом. После прохождения через первую линзу 7d компенсатора рефракции излучение виртуального опорного источника, вышедшее из глаза, попадает на дихроичный светоделитель 7c, выполненный в виде кубика или пластины. Светоделитель селективно отражает излучение видимого спектра и инфракрасное излучение опорного точечного источника 1, но пропускает инфракрасное излучение подсветки глаза устройства настройки. Отраженное излучение попадает на подвижную призму 7b или систему зеркал и, затем, на вторую линзу 7a компенсатора. Эта линза расположена так, что не перекрывает пучок лучей, строящих изображение глаза. Привод призмы 7b снабжен оптическим или индукционным датчиком перемещения и датчиком начального положения. Привод астигмокорректора снабжен датчиком начальных положений линз и возможно датчиком угловых перемещений.

В приборе присутствует проектор тестовых картин, предназначенный для исследования (тестирования) определения остроты зрения с одновременным подбором

наилучшей сфероцилиндрической коррекции, состоит из линзовой системы (объектив) 11, которая совместно с компенсатором рефракции и астигматизма и элементами глаза обеспечивает проецирование изображения тестовой картины 12 на сетчатку глаза. Выходной зрачок проектора совмещен с плоскостью астигмокорректора (это главная плоскость системы из двух его цилиндрических линз), а значит, и с входным зрачком глаза. Линзовая система проектора имеет подвижные оптические элементы, позволяющие перефокусировать систему так, что возможно внесение дополнительной дефокусировки, преимущественно в диапазоне  $-6 +4$  диоптрии, необходимой для изменения видимого расстояния до тестовой картины, и выработки соответствующего стимула аккомодации у пациента. Тестовая картина может быть как пассивная (слайд, транспарант, жидкокристаллическая панель), так и самосветящаяся, например, светодиодное табло. В случае пассивной картины необходимо использование источника света 13, в качестве которого может выступать любой источник излучения (лампа накаливания, светоизлучающий диод и т.п.), с соответствующим конденсором 14, который проецирует изображение источника света в плоскость астигмокорректора. В качестве тестовых картин могут быть использованы оптометрические таблицы, содержащие буквы, кольца Ландольта, и т. д. Эти картины могут быть сменными, что возможно реализовать либо механически, либо при применении электронных панелей или табло – электронным образом. Возможно использование дополнительного панкратического (зум) объектива для плавного изменения видимого размера тестовой картины: в плоскости установки тестовой картины строится промежуточное изображение тестовой картины с изменяемым масштабом.

Проектор тестовых картин функционирует следующим образом.

Конденсор 14 проецирует изображение источника света 13 в плоскость астигмокорректора. На пути излучения от источника установлена тестовая картина 12. Объектив 11 строит изображение тестовой картины на необходимом расстоянии (когда картина находится в его фокальной плоскости изображение строится на бесконечности). Объектив может двигаться вдоль оптической оси, при этом происходит его перефокусировка на необходимое расстояние. Вышедшее из объектива излучение попадает в астигмокорректор, который может вносить необходимую астигматическую коррекцию и далее проходит компенсатор рефракции, который может вносить необходимую рефракционную поправку. Далее излучение попадает в глаз пациента.

При тестировании остроты зрения работа абберрометра происходит следующим образом.

В исходном состоянии тестовая картина изображается на бесконечности. Компенсация рефракции (близорукости или дальнозоркости) глаза происходит при помощи компенсатора рефракции и астигматизма по сигналам с датчика волнового фронта. Система перефокусировки проектора тестовых картин вносит дополнительную дефокусировку в диапазоне от минимума до максимума, и процесс аккомодации глаза отслеживается датчиком волнового фронта. Отмечаются положения систем перефокусировки, при которых глаз перестает следить за изменением видимого расстояния до тестовой картины. Эти положения системы перефокусировки характеризуют объем аккомодации. Далее система перефокусировки тестовой картины устанавливается в начальное положение и, в зависимости от выбранной методики исследования остроты зрения, либо происходит установка компенсатора рефракции в положение, отстоящее на приблизительно  $-1$  Д от положительного предела диапазона аккомодации, либо его положение остается неизменным. После чего происходит тестирование остроты зрения по общепринятой методике (изменяется размер тестовых картин до предела, когда испытуемый не сможет уверенно различать символы на таблице). На верхнем пределе остроты зрения возможно проведение точной подстройки астигмокорректора и компенсатора рефракции. Кроме того, пациент имеет возможность управлять вносимой коррекцией вручную с выносного пульта, добиваясь тем самым наилучшей, в субъективном смысле, остроты зрения. Установленные значения компенсатора рефракции и астигмокорректора могут быть использованы для производства контактных линз, очковой коррекции или при проведении рефракционных операций.

В представленном в качестве примера аберрометре реализована встроенная система автокалибровки входящего в его конструкцию оптического элемента – компенсатора астигматизма. Система автокалибровки состоит и работает следующим образом.

Призма 7b сдвигается на такое расстояние, что доступной становится фокальная плоскость линзы 7a. Электромеханический привод вводит в эту плоскость матовый экран 15 или другой рассеиватель с коэффициентом отражения порядка 4%. Сфокусированное излучение от точечного источника 1 (или лазера) формирует на этом экране виртуальный опорный источник, который используется для создания опорной волны для калибровки системы. Так как диаметр пучка подсветки опорного источника много меньше апертур оптических элементов системы, то на прямом проходе это излучение практически не искажается, т.е. на экране создается практически идеальный опорный источник. Диаграмма направленности рассеянного назад излучения

выбирается таким образом, чтобы апертуры оптических элементов системы были равномерно освещены. Гартмановская картина на матрице ПЗС камеры датчика, полученная от этого источника, сравнивается с аналогичной картиной (опорной гартмановской картиной), полученной при удалении из системы астигматического компенсатора (эта процедура проводится при начальной калибровке устройства на производстве). Отличие этих двух картин и позволяет измерить профиль коррекции, вносимой астигматическим компенсатором. Полученные в результате автокалибровки текущие значения профиля коррекции, могут быть использованы: а) для проверки работоспособности прибора б) для измерения профиля коррекции аберраций глаза, который был внесен компенсатором астигматизма.

При другой реализации устройства автокалибровки вместо рассеивающего экрана вводится торец одномодового световода с лазерной подсветкой.

Автоматизация процесса калибровки и тестирования прибора реализована путем следующей последовательности команд с компьютера:

- по команде компьютера в фокальную плоскость линзы 7а вводится рассеиватель
- по команде компьютера компенсатор астигматизма устанавливается в начальное положение (задается датчиками начального положения)
- по команде компьютера компенсатор астигматизма устанавливается в нулевое положение (внесенный астигматизм близок к нулю)
- датчик волнового фронта снимает текущую картину и передает ее в компьютер
- компьютер вычисляет разность текущей и опорной картин, разность анализируется на аберрационный состав и, если астигматизм является больше наперед заданного уровня, то происходит подстройка компенсатора астигматизма (поворот линз). Найденное таким образом положение принимается за новое нулевое положение компенсатора астигматизма.

Для проверки правильности работы алгоритмов восстановления волнового фронта и правильности задания калибровочных коэффициентов, электромеханический привод может быть установлен на подвижной платформе 16 с оптическим или иным устройством точного измерения перемещения (может быть использована та же платформа, на которой установлена призма 7б). Тогда, сдвиг рассеивателя из фокальной плоскости будет приводить к преобразованию калибровочной волны (после прохождения линзы 7а) из плоской в сферическую. Измеряя радиус кривизны волнового фронта датчиком Шака - Гартмана и сопоставляя его с расчетными значениями (по измеренному смещению), можно проверить правильность калибровки прибора.

При этом проверяется правильность работы компьютерной программы восстановления волнового фронта и задействованного при этом оборудования (в частности ПЗС камера датчика волнового фронта), так как в процессе работы могут возникнуть различные неполадки, связанные в частности с тем, что в центральном компьютере оператор может несанкционированно поменять настройки. Если не будут совпадать измеренные данные и данные, рассчитанные по перемещению платформы, то работа с прибором будет программно запрещена.

Автоматизация процесса тестирования прибора реализована путем следующей последовательности команд с компьютера:

- по команде компьютера рассеиватель смещается на заданное расстояние из фокальной плоскости линзы 7а.
- смещение измеряется датчиком перемещений связанным с рассеивателем.
- датчик волнового фронта снимает текущую картину и передает ее в компьютер
- компьютер вычисляет разность текущей и опорных картин
- разность анализируется на абберрационный состав и определяется сферический эквивалент дефокусировки.

Если этот эквивалент соответствует с наперед заданной точностью сферическому эквиваленту, вычисленному по измеренному смещению рассеивателя, то прибор считается работоспособным.

Устройство настройки (камера наведения) приведенного в качестве примера абберрометра включает (см. фиг. 2 и 4): систему проецирования, представляющую собой проектор марок с двумя идентичными каналами 17 и 18, установленные под углом к оптической оси прибора, с источниками для подсветки глаза 19а и 19b, в качестве которых могут быть использованы светодиоды, систему визуального наблюдения - видеокамеру 20, оптическая ось которой совмещена с оптической осью прибора, с объективом 21, который совместно с линзой 7 d образует сложный телецентрический объектив (при отсутствии линзы 7 d изображение может строиться просто объективом видеокамеры). Так как для подсветки глаза используется инфракрасное излучение, то применяется видеокамера чувствительная в инфракрасной области спектра. Для совмещения осей каналов настройки и измерения используется светоделитель 7с. Светоделитель не требуется в устройствах настройки офтальмологических приборов, в которых каналы настройки и измерения разделены по площади входного зрачка: входной зрачок системы наведения может быть в виде концентрического кольца входному зрачку системы измерения (или наоборот).

На фиг. 6 представлен предпочтительный вид проектора марок: линзы 22a и 22b образуют телецентрическую проекционную систему, в которой марки 23a и 23b наклонены под углом, отличным от перпендикуляра, к оптической оси для компенсации искажений, возникающих при наклонном проецировании на радужную оболочку глаза.

Система трехмерного перемещения прибора при его настройке может быть реализована подобно использованному в щелевых лампах ШЛ56 или ШЛ2Б координатному столику (см. Л.С. Урмахер, Л.И. Айзенштат «Офтальмологические приборы», 1988, стр. 111-123). Следует заметить, что система трехмерного перемещения прибора может быть заменена полностью или дополнена системой перемещения глаза пациента относительно прибора.

Настройка (наведение) абберометра в инфракрасной области спектра происходит следующим образом.

Проектор марок проецирует специально сформированные изображения марок (см. фиг. 5) вида «сектор в круге» на радужную оболочку глаза под углом к оптической оси прибора. Угол и расстояние между каналами выбраны таким образом, что в плоскости входного зрачка прибора изображения сходятся и образуют окружность с перекрестием (фиг. 5 d). На расстояниях больших и меньших требуемого эта картина нарушается (фиг. 5 c,e). Выбор угла между каналами проектора в интервале от 15 до 60 ° обусловлен следующими соображениями: с уменьшением угла падает чувствительность наведения, при больших углах – уменьшается рабочий диапазон.

Объектив 21 видеокамеры 20 строит изображение глаза пациента на матрице видеокамеры (фиг. 5 а). При этом спектральные характеристики светоделиителя 7с подобраны таким образом, что инфракрасное излучение светодиодов подсветки устройства настройки прибора проходит через него без ослабления, тогда как излучение опорного источника 1 и излучение видимого спектра от проектора тестовых картин отражается от него полностью. По виду картины легко определить направление смещения прибора для точного выставления требуемого расстояния до исследуемого объекта (глаза человека). Изображение с видеокамеры передается на монитор компьютера (или отдельный видеомонитор). При настройке прибора оператор добивается совмещения изображений марок от обоих каналов проектора, что обеспечивает выставление рабочего расстояния от прибора до глаза, и совмещение центра зрачка с центром координатной сетки, нанесенной на монитор.

При работе устройства настройки в видимом свете светоделиитель 7с должен быть полупрозрачным, т.е. частично пропускать и отражать излучение видимого спектра.

Коэффициент деления определяется относительной энергетической чувствительностью системы наведения и измерения.

Примером реализации способа настройки аберрометра может являться описание конструкции заявленного устройства настройки.

Реализация способа измерения межцентрового и вертексного расстояний заключается в следующем.

Для заданий точных параметров очковой коррекции необходимо знание межцентрового (расстояние между центрами зрачков глаза) и вертексного (расстояние от вершины роговицы до плоскости очковой коррекции) расстояний. Последнее расстояние фактически определяется расстоянием (по глубине) от переносицы до вершины роговицы. В приборе может быть использован датчик (оптический, индукционный или иной) перемещения координатного стола прибора, позволяющий запоминать траекторию координатного столика на котором установлен прибор. Тогда, наводя прибор последовательно на центр одного глаза, затем на переносицу и на центр второго глаза, можно определить межцентровое и вертексное расстояния.

Система управления прибором состоит из компьютера, который обеспечивает обработку данных, восстанавливая карту аберраций, хранение данных и управление прибором по командам оператора и микропроцессорного контроллера.

Конструкция и принцип работы устройства по II варианту (см. фиг. 4) отличается тем, что одна из поляризационных составляющих рассеянного сетчаткой излучения, которое является практически неполяризованным, проходит через поляризационный светоделитель 2 и попадает на дополнительный поляризационный светоделитель 24 и четвертьволновую пластинку 25. Эта пластина преобразует линейно поляризованное излучение, вышедшее из светоделителя, в излучение с круговой поляризацией. Далее излучение проходит через телескопическую систему с поворотным зеркалом 26 или светоделителем. Телескопическая система расширяет пучок до диаметра 30-60 мм, что необходимо для заполнения апертуры адаптивного зеркала 27. Конструкция подобных зеркал описана в статье: J. Christopher Dainty, Alexander V. Koryabin, Alexis V. Kudryashov «Low-Order Adaptive Deformable Mirror» Applied Optics, Vol. 37 Issue 21 P. 4663, (1998). Зеркало позволяет корректировать форму отраженного от него волнового фронта. После отражения от зеркала излучение проходит через телескопическую систему в обратном направлении и попадает на четвертьволновую пластинку. Здесь циркулярно поляризованное излучение преобразуется в линейно поляризованное, причем вектор его поляризации ортогонален вектору поляризации излучения прошедшего через пластину при первом проходе. Соответственно это излучение светоделителем 24 (направление



вниз) и попадает в телескопическую систему 8. Эта телескопическая система необходима для сопряжения входного зрачка прибора с плоскостью линзового раstra 9 датчика волнового фронта 10. Линзовый растр формирует картину в виде системы фокальных пятен на матрице стандартной ПЗС (прибор с зарядовой связью) или КМОП (комплементарный метало-оксидный полупроводник) камеры (например Hitachi KPF-1) датчика (создает набор изображений виртуального источника). Выходной сигнал с матрицы передается в компьютер, который восстанавливает карту aberrаций и вырабатывает сигналы управления для компенсатора рефракции, астигматизма (сфероцилиндрический корректор) и компенсатора aberrаций высших порядков.

Прибор по II варианту исполнения также содержит проектор тестовых картин, которые изображаются оптическими элементами прибора на сетчатке глаза, проходя при этом через сфероцилиндрический корректор (компенсатор рефракции и астигматизма) и компенсатор aberrаций высших порядков. Конструкция и принцип функционирования проектора тестовых картин практически те же, что и в приборе по I варианту его исполнения. Однако, в данном варианте устройства проектора тестовых картин линза 11 одновременно является и объективом для тестовых картин и второй линзой телескопа, который сопрягает плоскость адаптивного зеркала 27 с плоскостью зрачка глаза, кроме того, нет необходимости в применении дополнительной изображающей системы, поскольку доступна дополнительная плоскость изображения (сопряженная с сетчаткой). В этом случае сама тестовая картина 12 может быть размещена на подвижной платформе. Смещение платформы должно обеспечивать тот же диапазон дополнительной рефракции в устройстве. На верхнем пределе остроты зрения возможно проведение точной подстройки астигмокорректора, компенсатора рефракции и формы адаптивного зеркала. Испытуемый имеет возможность управлять вносимой коррекцией, добиваясь наилучшей в субъективном смысле остроты зрения. Установленные значения компенсатора рефракции, астигмокорректора и форма адаптивного зеркала могут быть использованы для производства контактных линз, очковой коррекции или при проведении рефракционных операций. Корректор aberrаций высших порядков (адаптивное зеркало) может быть использован для генерации случайных, меняющихся во времени фазовых искажений, что делает невозможным аккомодацию глаза на тестовой картине и приводит к расслаблению мышц, вызывающих аккомодацию.

В варианте II заявленного изобретения присутствует аналогичная система внутренней калибровки, которая служит для начальной установки и компенсатора aberrаций высших порядков в «нулевое» положение. Эта же система используется для

измерения профиля корректора aberrаций высших порядков при достижении наилучшей субъективной остроты зрения ручным или автоматическим методом.

Таким образом, изложенные выше сведения показывают, что при использовании заявленной группы изобретений выполнена следующая совокупность условий:

- средство, воплощающее заявленное изобретение при его осуществлении в обоих вариантах исполнения, предназначено для использования в медицинской промышленности, а именно производить автоматическое измерение aberrаций человеческого глаза и определять субъективную остроту зрения с одновременным подбором наилучшей сфероцилиндрической коррекции, исследовать влияние aberrаций высших порядков на субъективную остроту зрения и производить прогноз результатов коррекции зрения;

- для заявленной группы изобретений в том виде, как она охарактеризована в независимых пунктах изложенной формулы изобретения, подтверждена возможность его осуществления с помощью вышеописанных в заявке или известных до даты приоритета средств и методов.

Следовательно, заявленная группа изобретений соответствует условию «промышленная применимость».

## ФОРМУЛА

1. Офтальмологический прибор для измерения aberrаций человеческого глаза, содержащий точечный источник света, который проектируется на сетчатку глаза и создает на ней виртуальный источник, излучение которого рассеивается сетчаткой, проходит через оптические системы глаза, приобретая при этом фазовую модуляцию, соответствующую суммарным оптическим aberrациям глаза, систему измерения формы волнового фронта вышедшего из глаза излучения в виде датчика волнового фронта, выходной сигнал с которого поступает в систему управления прибором, отличающийся тем, что прибор дополнительно содержит расположенную между человеческим глазом и системой измерения систему компенсации aberrаций, через которую проходит вышедшее из глаза излучение спроецированного на сетчатку глаза виртуального источника, состоящую из компенсатора рефракции, предназначенного для управления фокусировкой рассеянного сетчаткой излучения, и расположенного в плоскости изображения зрачка глаза компенсатора астигматизма, проектор тестовых картин, который совместно с компенсатором рефракции и астигматизма обеспечивает проецирование изображения тестовой картины на сетчатке глаза

2. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что система измерения формы волнового фронта вышедшего из глаза излучения представляет собой датчик волнового фронта типа Шака-Гартмана,

3. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что компенсатор рефракции состоит из расположенных между двумя линзами подвижной призмы и дихроичного зеркала, которое одновременно является светоделителем для устройства настройки прибора

4. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что компенсатор астигматизма состоит из пары расположенных последовательно и независимо вращающихся вокруг его оптической оси цилиндрических или торических линз разных знаков и системы точного выставления начального угла их поворота,

5. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что система управления прибором, состоящая из компьютера, который обеспечивает обработку данных, восстанавливая карту aberrаций, хранение данных и управление прибором по командам оператора, включает дополнительно микропроцессорный контроллер

6. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что оно дополнительно содержит встроенную систему автокалибровки с виртуальным источником света в качестве тестового элемента, позволяющую точно измерять текущий профиль коррекции

7. Устройство по п. 1-6, отличающееся тем, что оно дополнительно содержит устройство настройки, обеспечивающее выставление рабочего расстояния от прибора до глаза

8. Устройство по п. 7, отличающееся тем, что в устройстве настройки прибора для подсветки глаза пациента используются источники инфракрасного излучения

9. Устройство по п. 7, отличающееся тем, устройство настройки прибора включает систему проецирования изображения марок на радужную оболочку глаза пациента в виде проектора марок с двумя идентичными каналами с источниками его подсветки, систему визуального наблюдения за взаимным расположением проецируемых изображений марок на глаз пациента с целью определения направления перемещения прибора для выставления требуемого расстояния от прибора до глаза пациента, оптическая ось которой расположена между направлениями проецирования изображений марок и совпадает с оптической осью прибора и систему трехмерного перемещения прибора и/или глаза пациента,

10. Устройство по п. 9, отличающееся тем, что система проецирования устройства настройки прибора представляет собой два проектора или проектор марок с двумя идентичными каналами, расположенными симметрично относительно оптической оси прибора под углом к ней и на расстоянии от нее таким образом, что в плоскости входного зрачка прибора при его требуемой настройке проецируемые на радужную оболочку глаза изображения одинаковых и симметричных относительно вертикальной оси прибора марок сходятся, образуя окружность с перекрестием

11. Устройство по п. 10, отличающееся тем, что для повышения резкости изображения проектор марок системы проецирования устройства настройки прибора выполнен в виде телецентрической проекционной системы, обладающей большой глубиной резкости, а марку в проекторе располагают наклонно

12. Устройство по п. 9-11, отличающееся тем, что каждая марка системы проецирования устройства настройки прибора имеет вид сектора в круге

13. Офтальмологический прибор для измерения аберраций человеческого глаза, содержащий точечный источник света, который проектируется на сетчатку глаза и создает на ней виртуальный источник, излучение которого рассеивается сетчаткой, проходит через оптические системы глаза, приобретая при этом фазовую модуляцию, соответствующую суммарным оптическим аберрациям глаза, систему измерения формы волнового фронта вышедшего из глаза излучения в виде датчика волнового фронта, выходной сигнал с которого поступает в систему управления прибором, отличающийся тем, что прибор дополнительно содержит расположенную между человеческим глазом и

системой измерения систему компенсации aberrаций, через которую проходит вышедшее из глаза излучение спроецированного на сетчатку глаза виртуального источника, состоящую из компенсатора рефракции, предназначенного для управления фокусировкой рассеянного сетчаткой излучения, расположенного в плоскости изображения зрачка глаза компенсатора астигматизма и компенсатора высших aberrаций, проектор тестовых картин, который совместно с компенсаторами рефракции, астигматизма и высших aberrаций обеспечивает проецирование изображения тестовой картины на сетчатке глаза

14. Устройство по п. 13, отличающее тем, что система измерения формы волнового фронта вышедшего из глаза излучения представляет собой датчик волнового фронта типа Шака-Гартмана,

15. Устройство по п. 13, отличающее тем, что компенсатор рефракции состоит из расположенных между двумя линзами подвижной призмы и дихроичного зеркала, которое одновременно является светоделителем для устройства настройки прибора

16. Устройство по п. 13, отличающееся тем, что компенсатор астигматизма состоит из пары расположенных последовательно и независимо вращающихся вокруг его оптической оси цилиндрических или торических линз разных знаков и системы точного выставления начального угла их поворота,

17. Устройство по п. 13, отличающееся тем, что система управления прибором, состоящая из компьютера, который обеспечивает обработку данных, восстанавливая карту aberrаций, хранение данных и управление прибором по командам оператора, включает дополнительно микропроцессорный контроллер

18. Устройство по п. 13, отличающееся тем, что оно дополнительно содержит встроенную систему автокалибровки с виртуальным источником света в качестве тестового элемента, позволяющую точно измерять текущий профиль коррекции

19. Устройство по п. 13-18, отличающееся тем, что оно дополнительно содержит устройство настройки, обеспечивающее выставление рабочего расстояния от прибора до глаза

20. Устройство по п. 19, отличающееся тем, что в устройстве настройки прибора для подсветки глаза пациента используются источники инфракрасного излучения

21. Устройство по п. 19, отличающее тем, устройство настройки прибора включает систему проецирования изображения марок на радужную оболочку глаза пациента в виде проектора марок с двумя идентичными каналами с источниками его подсветки, систему визуального наблюдения за взаимным расположением проецируемых изображений марок на глаз пациента с целью определения направления перемещения

прибора для выставления требуемого расстояния от прибора до глаза пациента, оптическая ось которой расположена между направлениями проецирования изображений марок и совпадает с оптической осью прибора и систему трехмерного перемещения прибора и/или глаза пациента,

22. Устройство по п. 21, отличающееся тем, что система проецирования устройства настройки прибора представляет собой два проектора или проектор марок с двумя идентичными каналами, расположенными симметрично относительно оптической оси прибора под углом к ней и на расстоянии от нее таким образом, что в плоскости входного зрачка прибора при его требуемой настройке проецируемые на радужную оболочку глаза изображения одинаковых и симметричных относительно вертикальной оси прибора марок сходятся, образуя окружность с перекрестием

23. Устройство по п. 22, отличающееся тем, что для повышения резкости изображения проектор марок системы проецирования устройства настройки прибора выполнен в виде телецентрической проекционной системы, обладающей большой глубиной резкости, а марку в проекторе располагают наклонно

24. Устройство по п. 21, отличающееся тем, что каждая марка системы проецирования устройства настройки прибора имеет вид сектора в круге

25. Устройство настройки офтальмологического прибора, включающее систему проецирования изображения марок на глаз пациента с источниками его подсветки, систему визуального наблюдения за взаимным расположением проецируемых изображений марок на глаз пациента с целью определения направления перемещения прибора для выставления требуемого расстояния от прибора до глаза пациента, оптическая ось которой расположена между направлениями проецирования изображений марок и совпадает с оптической осью прибора, систему трехмерного перемещения прибора, отличающееся тем, что система проецирования представляет собой два проектора или проектор марок с двумя идентичными каналами, расположенными симметрично относительно оптической оси прибора под углом к ней и на расстоянии от нее таким образом, что в плоскости входного зрачка прибора при его требуемой настройке проецируемые на радужную оболочку глаза изображения одинаковых и симметричных относительно вертикальной оси прибора изображения марок сходятся, образуя окружность с перекрестием

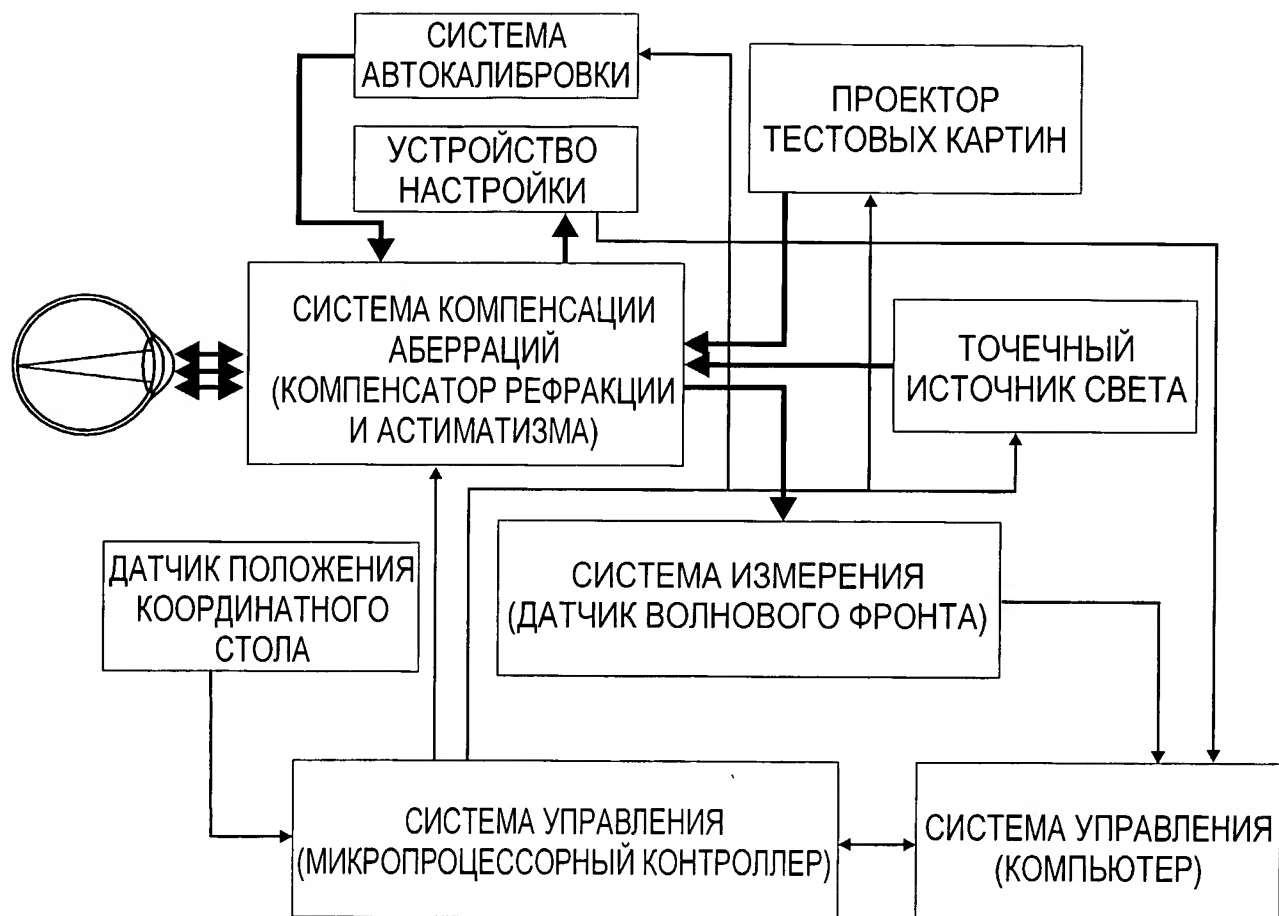
26. Устройство по п. 25, отличающееся тем, что каждая марка имеет вид сектора в круге

27. Устройство по п. 25, отличающееся тем, что для повышения резкости изображения в качестве проектора марок используется телецентрическая проекционная

система, обладающая большой глубиной резкости, а марка в проекторе имеет наклонное расположение

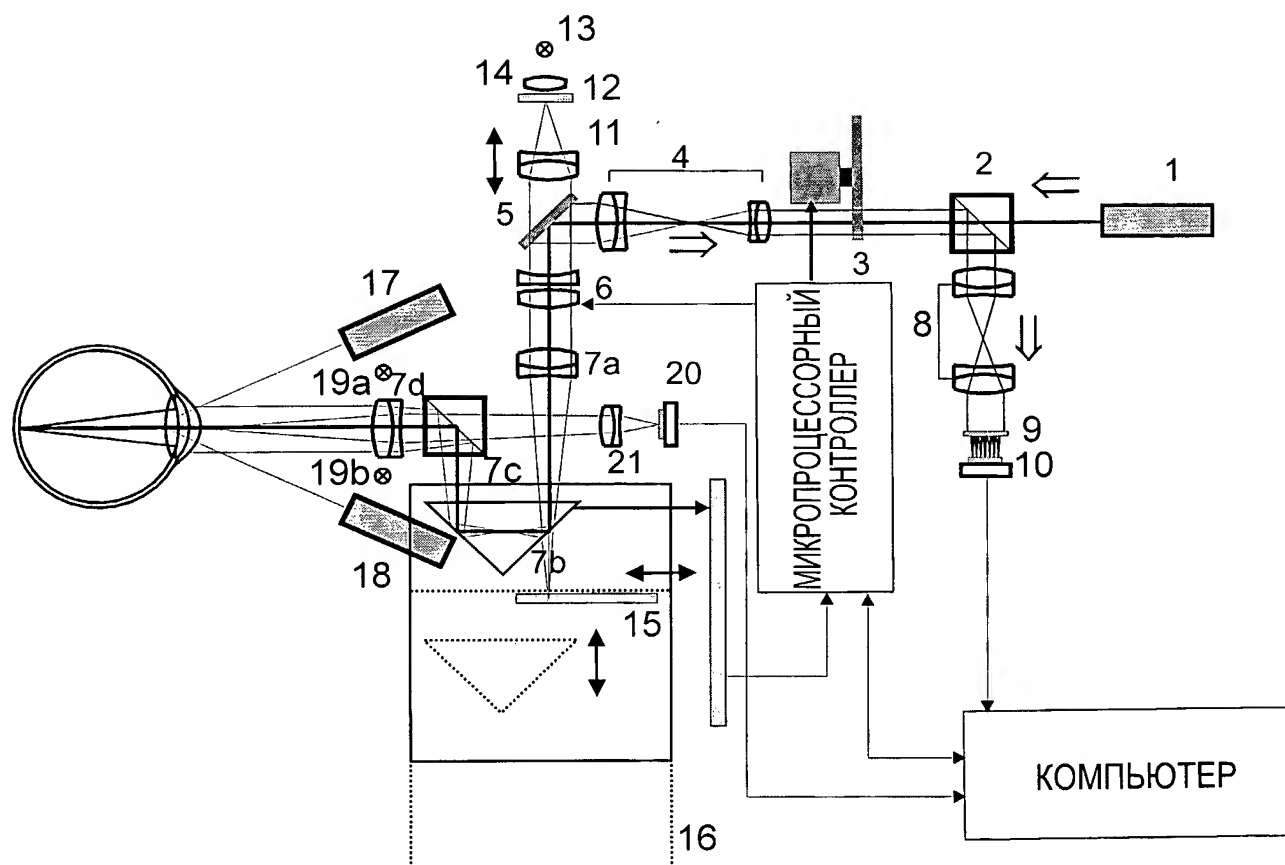
28. Устройство по п. 25-27, отличающееся тем, что для подсветки глаза пациента используются источники инфракрасного излучения

29. Способ настройки офтальмологического прибора с целью выставления требуемого расстояния от прибора до глаза пациента путем подсветки глаза, проецирования изображения марок на глаз пациента, визуального наблюдения за взаимным расположением проецируемых изображений марок и трехмерного перемещения прибора, отличающийся тем, что изображения марок проецируют на радужную оболочку глаза.

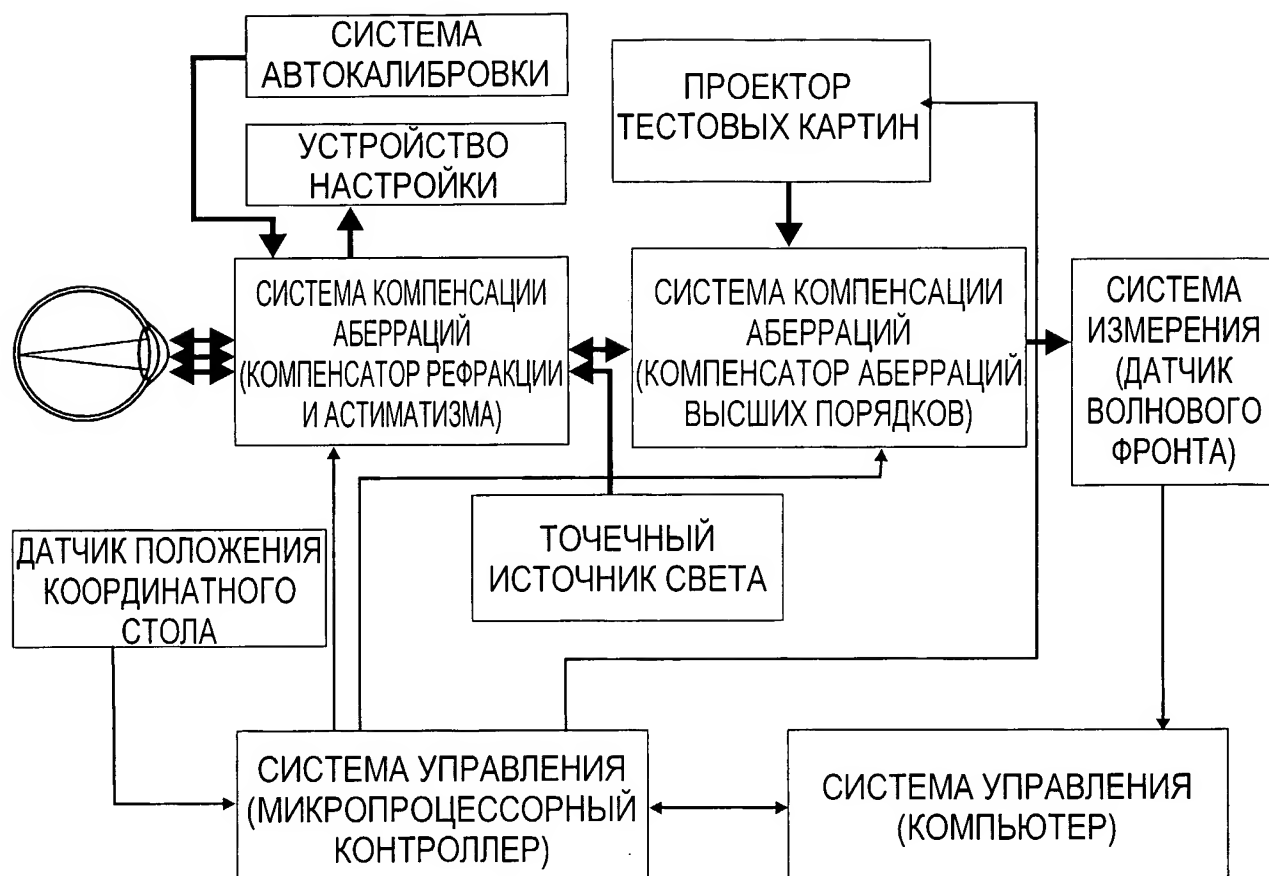


ФИГ. 1





ФИГ. 2



ФИГ. 3

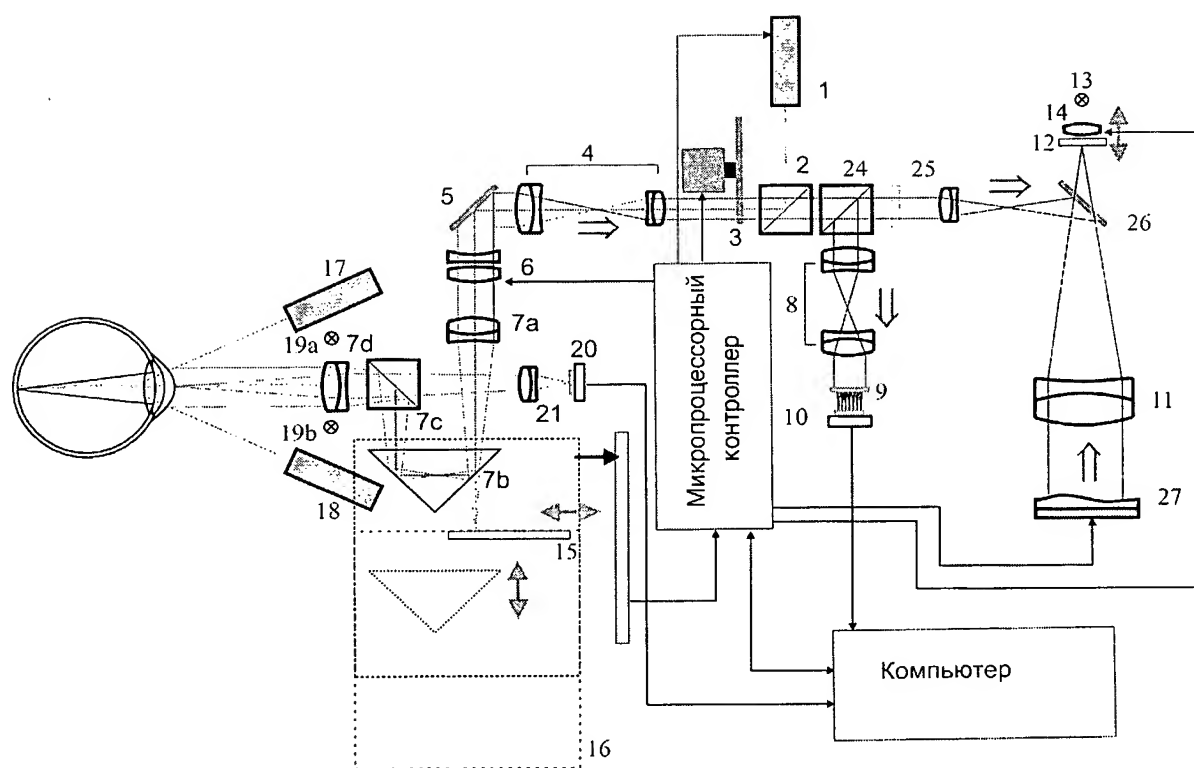
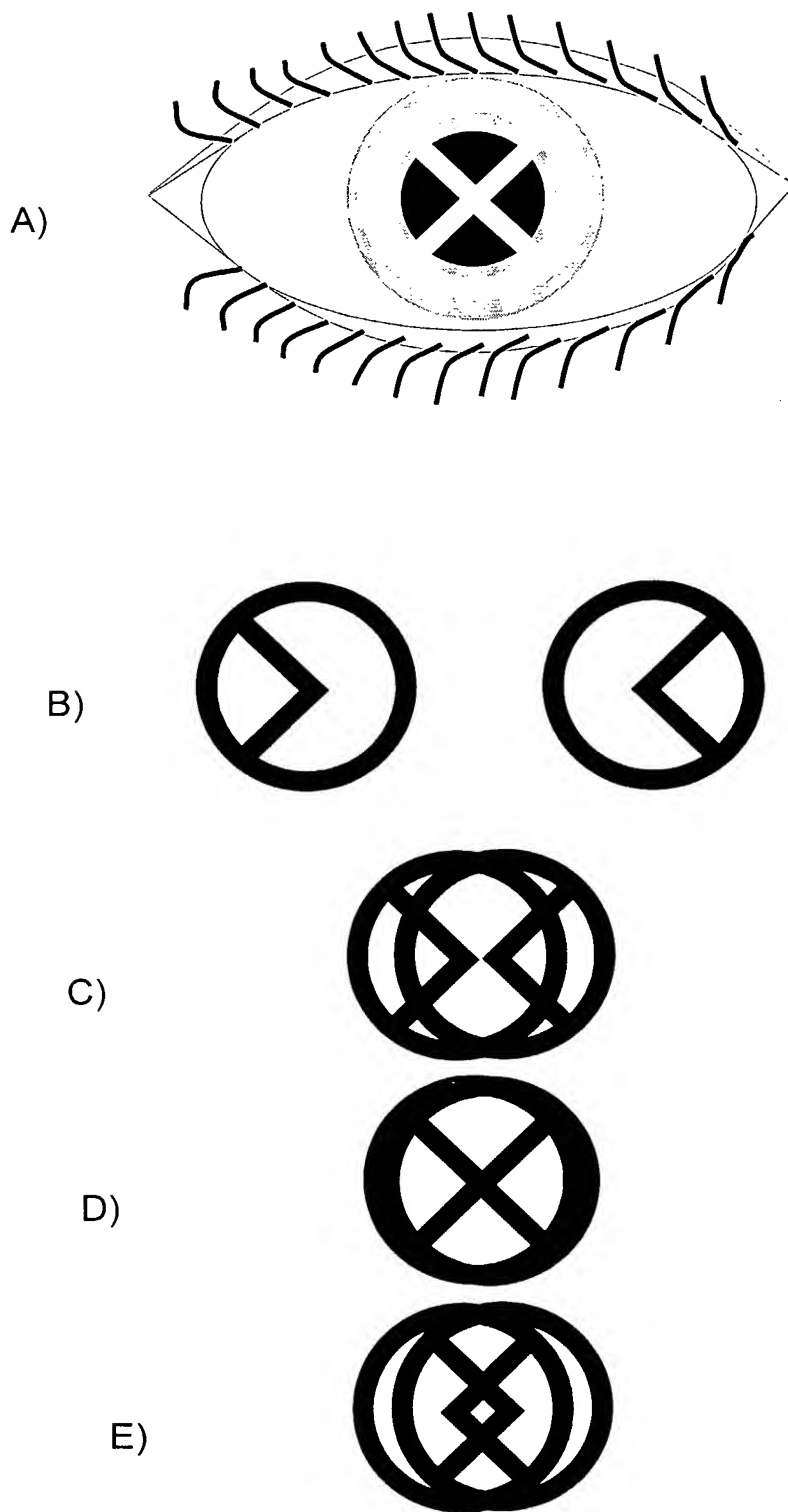
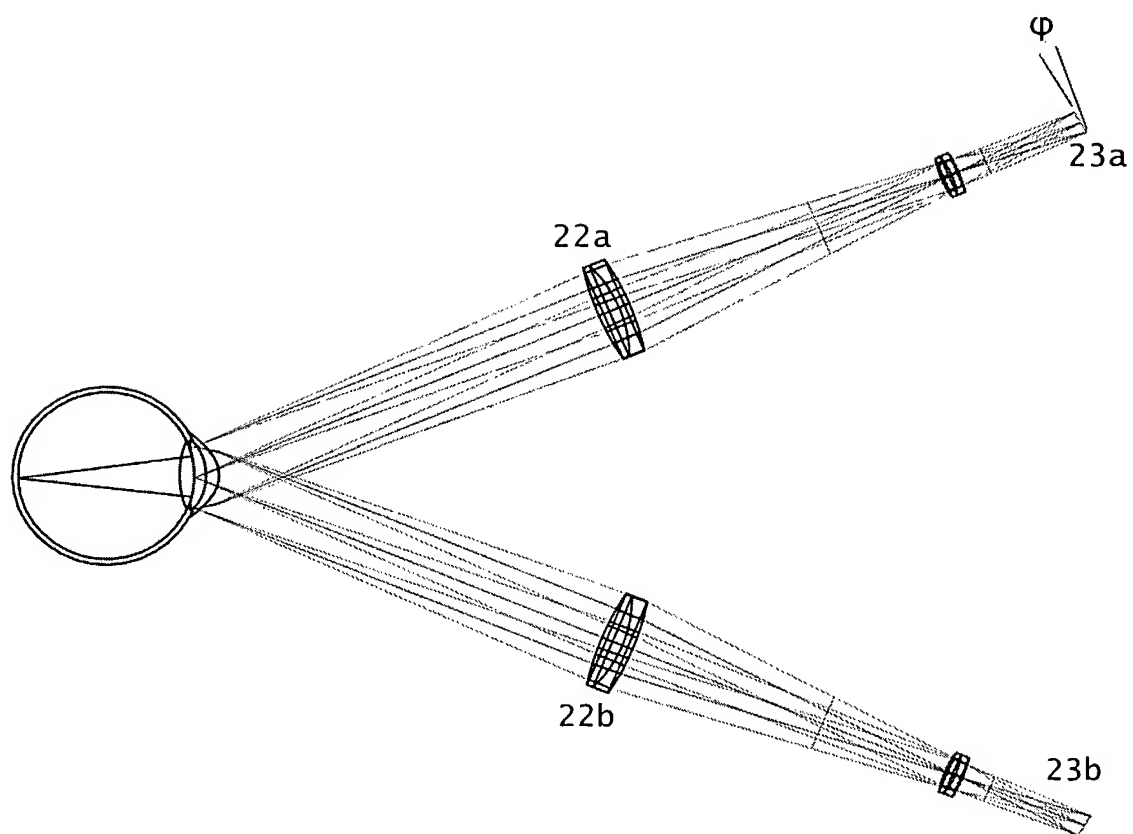


Fig. 4



ФИГ. 5



ФИГ. 6

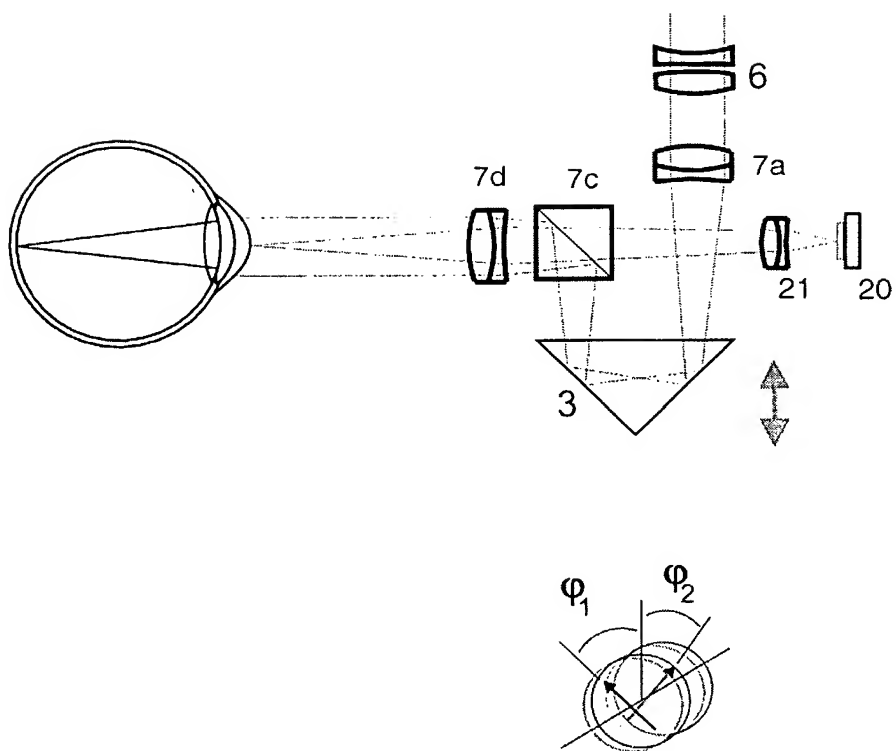


Fig. 7

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/RU 2005/000124

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 3/10, A61B 3/028

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC <sup>7</sup>

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 3/00-3/18, G02B 17/00-17/08, A61F 9/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2002/0159029 A1 (DENWOOD F. ROSS et al) 31.10.2002	1-24
A	US 5562656 A (NIDEK CO., LTD) 08.10.1996, формула	25-29
A	SU 1766359 A1 (МОСКОВСКИЙ НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ИНСТИТУТ ГЛАЗНЫХ БОЛЕЗНЕЙ ИМ. ГЕЛЬМГОЛЬЦА) 07.10.1992, кол. 3, строки 5-20	1-29
A	WO 2003/000153 A2 (ADAPTIVE OPTICS ASSOCIATES, INC.) 03.01.2003, формула	1-29
A	LARICHEV A.V. et al. Adaptativnaya sistema dlya registratsii izobrazheniya glaznogo dna, "Kvantovayay elektronika", 32, № 10 (2002), pages 902-908	1-29

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

17 June 2005 (17.06.2005)

Date of mailing of the international search report

07 July 2005 (07 July 2005)

Name and mailing address of the ISA/

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

# ОТЧЕТ О МЕЖДУНАРОДНОМ ПОИСКЕ

Международная заявка №  
PCT/RU 2005/000124

<b>А. КЛАССИФИКАЦИЯ ПРЕДМЕТА ИЗОБРЕТЕНИЯ:</b>		
А61В 3/10, А61В 3/028		
Согласно Международной патентной классификации (МПК-7)		
<b>В. ОБЛАСТИ ПОИСКА:</b>		
Проверенный минимум документации (система классификации и индексы) МПК-7: А61В 3/00-3/18, G02В 17/00-17/08, А61F 9/00		
Другая проверенная документация в той мере, в какой она включена в поисковые подборки: "Квантовая электроника", 32, № 10 (2002)		
Электронная база данных, использовавшаяся при поиске (название базы и, если, возможно, поисковые термины):		
<b>С. ДОКУМЕНТЫ, СЧИТАЮЩИЕСЯ РЕЛЕВАНТНЫМИ:</b>		
Категория*	Ссылки на документы с указанием, где это возможно, релевантных частей	Относится к пункту №
A	US 2002/0159029 A1 (DENWOOD F. ROSS et al) 31.10.2002	1-24
A	US 5562656 A (NIDEK CO., LTD) 08.10.1996, формула	25-29
A	SU 1766359 A1 (MOSKOVSKY NAUCHNO-ISSLEDOVATELSKY INSTITUT GLAZNYKH BOLEZNEI IM. GELMGOLTSА), 07.10.92, column 3, lines 5-20	1-29
A	WO 2003/000153 A2 (ADAPTIVE OPTICS ASSOCIATES, INC.) 03.01.2003, the claims	1-29
A	ЛАРИЧЕВ А. В. и др. Адаптивная система для регистрации изображения глазного дна, "Квантовая электроника", 32, № 10 (2002), с. 902-908	1-29
<input type="checkbox"/> последующие документы указаны в продолжении графы С. <input type="checkbox"/> данные о патентах-аналогах указаны в приложении		
<p>* Особые категории ссылочных документов:</p> <p>А документ, определяющий общий уровень техники и не считающийся особо релевантным</p> <p>Е более ранняя заявка или патент, но опубликованная на дату международной подачи или после нее</p> <p>L документ, подвергающий сомнению притязание (я) на приоритет, или который приводится с целью установления даты публикации другого ссылочного документа, а также в других целях (как указано)</p> <p>О документ, относящийся к устному раскрытию, использованию, экспонированию и т.д.</p> <p>Р документ, опубликованный до даты международной подачи, но после даты испрашиваемого приоритета</p> <p>Т более поздний документ, опубликованный после даты международной подачи или приоритета, но приведенный для понимания принципа или теории, на которых основывается изобретение</p> <p>Х документ, имеющий наиболее близкое отношение к предмету поиска; заявленное изобретение не обладает новизной или изобретательским уровнем, в сравнении с документом, взятым в отдельности</p> <p>У документ, имеющий наиболее близкое отношение к предмету поиска; заявленное изобретение не обладает изобретательским уровнем, когда документ взят в сочетании с одним или несколькими документами той же категории, такая комбинация документов очевидна для специалиста</p> <p>&amp; документ, являющийся патентом-аналогом</p>		
Дата действительного завершения международного поиска: 17 июня 2005 (17.06.2005)		Дата отправки настоящего отчета о международном поиске: 07 июля 2005 (07.07.2005)
Наименование и адрес Международного поискового органа Федеральный институт промышленной собственности РФ, 123995, Москва, Г-59, ГСП-5, Бережковская наб., 30,1 Факс: 243-3337, телетайп: 114818 ПОДАЧА		Уполномоченное лицо:  М. Радюк  Телефон № 240-25-91